

02P10365



⑯ BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

# Offenlegungsschrift

⑯ DE 100 57 023 A 1

⑮ Int. Cl. 7:

G 03 B 42/02

A 61 B 6/00

G 01 N 23/02

- ⑯ Aktenzeichen: 100 57 023.2  
⑯ Anmeldetag: 17. 11. 2000  
⑯ Offenlegungstag: 6. 6. 2002

⑯ Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

⑯ Erfinder:  
Herrmann, Klaus, Dipl.-Ing. (FH), 90403 Nürnberg,  
DE

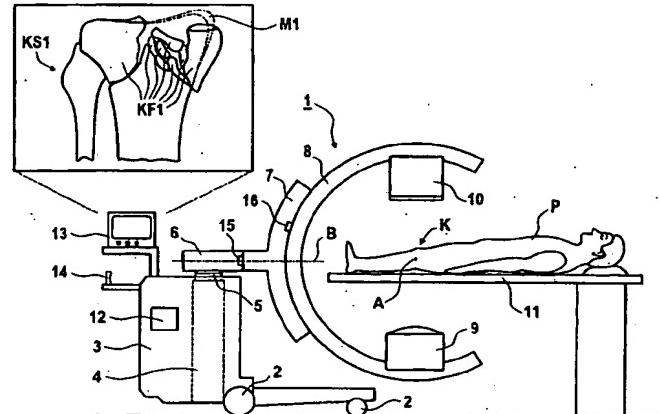
⑯ Entgegenhaltungen:  
DE 197 46 096 A1  
US 59 23 727  
NEY,D., FISHMAN,E.: Editing Tools for 3D Medical  
Imaging. IEEE Computer Graphics & Applications,  
Nov. 1991, S. 63-71;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑯ Verfahren und Vorrichtung zur Visualisierung eines Objektes

⑯ Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Visualisierung eines Objektes (KS1 bis KS3). Mit Mitteln (1, 9, 10, 12) zur Erzeugung eines 3-D-Volumendatensatzes wird aus einer Serie von aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen aufgenommenen 2-D-Projektionen ein 3-D-Volumendatensatz von dem Objekt (KS1 bis KS3) erzeugt. In dem 3-D-Volumendatensatz wird eine das Objekt (KS1 bis KS3) betreffende optische Markierung (M1 bis M33) vorgenommen, welche in eine 2-D-Projektion der Serie von 2-D-Projektionen und/oder in eine weitere 2-D-Projektion von dem Objekt (KS1 bis KS3) eingeblendet wird.



DE 100 57 023 A 1

## Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Visualisierung eines Objektes, bei dem bzw. mit der 2D-Projektionen von dem Objekt aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen aufgenommen werden.

[0002] Bei einer radiologischen Untersuchung eines Objektes, welches einen Defekten im Inneren aufweist, besteht für die Beseitigung des Defektes häufig das Problem, den in einer 2D-Projektion von dem Objekt erkennbaren Defekt cindutig und lagegenau der betreffenden Stelle im Inneren des Objektes zuordnen zu können. In der Medizin besteht ein derartiges Problem beispielsweise bei Knochenbrüchen von Lebewesen. Der Arzt kann in einer 2D-Projektion zwar die Bruchfragmente erkennen. Bei der Beseitigung von Fehlstellungen, d. h. der lagegenauen Ausrichtung der Bruchfragmente relativ zueinander, verfügt er jedoch außer der Gewinnung von 2D-Projektionen von der betreffenden Knochenstruktur über keine weiteren geeigneten Hilfsmittel, sondern muss sich vor allem auf sein Gefühl und seine Erfahrung bei der Behandlung verlassen.

[0003] Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren der eingangs genannten Art derart anzugeben sowie eine Vorrichtung der eingangs genannten Art derart auszuführen, dass die Korrektur von Defekten, insbesondere die Beseitigung von Fehlstellungen von Bruchfragmenten bei Knochenbrüchen von Lebewesen, wirksam unterstützt wird.

[0004] Nach der Erfindung wird diese Aufgabe gelöst durch ein Verfahren nach Anspruch 1 sowie durch eine Vorrichtung nach Anspruch 12. Erfindungsgemäß wird ein 3D-Volumendatensatz eines Objektes aus einer Serie von aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen aufgenommenen 2D-Projektionen von dem Objekt erzeugt, in dem eine das Objekt betreffende optische Markierung vorgenommen wird, welche Markierung in wenigstens eine 2D-Projektion eingeblendet wird. Die Erzeugung eines 3D-Volumendatensatzes bietet beispielsweise einem einen Bruch einer Knochenstruktur eines Lebewesens behandelnden Arzt auf vorteilhafte Weise die Möglichkeit, sich anhand eines aus dem 3D-Volumendatensatz erzeugten 3D-Bildes einen räumlichen Eindruck von der Bruchstelle zu verschaffen und in dem Volumendatensatz eine oder mehrere Markierungen vorzunehmen, welche ihn bei der Ausrichtung der Bruchfragmente der Knochenstruktur unterstützen und die Ausrichtung erleichtern. Zudem besteht die Möglichkeit die Knochenfragmente anhand des 3D-Bildes zunächst virtuell relativ zueinander auszurichten, um die Machbarkeit des Ausrichtprozesses zu testen. Dieser Prozess kann wiederholt durchgeführt werden. Da es Ärzte gewohnt sind, anhand von 2D-Projektionen zu arbeiten, ist es von besonderem Vorteil, dass die die Ausrichtung der Knochenfragmente unterstützende Markierung in jeder der 2D-Projektionen der Serie von 2D-Projektionen eingeblendet werden kann. Der Arzt kann demnach die jeweilige, für seine Arbeitsweise günstigste, mit einer Markierung versehene 2D-Projektion aus der Serie der 2D-Projektionen für die Ausrichtung der Bruchfragmente heranziehen. Die Markierung kann ergänzend oder aber auch ausschließlich nur in wenigstens einer nach der Behandlung aufgenommene, also zeitlich später liegende, 2D-Projektionen eingeblendet werden, so dass der Arzt anhand dieser nach der Behandlung aufgenommenen 2D-Projektion seine unter Zuhilfenahme des 3D-Volumendatensatzes vorgenommene Behandlung des Lebewesens anhand der in der 2D-Projektion abgebildeten Markierung kontrollieren kann.

[0005] Eine Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass der 3D-Volumendatensatz mit einem vorzugsweise ver-

fahrbaren C-Bogen-Röntgengerät gewonnen wird, indem der mit einer Röntgenstrahlenquelle und einem Röntgenstrahlenempfänger versehene C-Bogen unter Gewinnung der 2D-Projektionen um das Objekt bewegt wird. Während der Aufnahme der Serie von 2D-Projektionen wird der C-Bogen dabei um seine Angulations- oder Orbitalachse um ca. 190° gedreht, wobei ca. 50 bis 100 2D-Projektionen gewonnen werden. Da bei jeder der 2D-Projektionen die Position des C-Bogens vorzugsweise mittels Wegaufnehmer in den Bewegungssachsen ermittelt wird und somit die Projektionsgeometrien bei jeder 2D-Projektion ermittelbar sind, kann aus der Serie von 2D-Projektionen in an sich bekannter Weise der 3D-Volumendatensatz generiert werden.

[0006] Insbesondere durch die Ermittlung der Position des C-Bogens bei einer jeden 2D-Projektion ist es unter der Voraussetzung, dass die Position des C-Bogen-Röntgengerätes, welche es bei der Gewinnung der Serie von 2D-Projektionen relativ zu dem Lebewesen eingenommen hat, beibehalten wird oder dass gegebenenfalls die Änderung der Position des C-Bogen-Röntgengerätes zwischen der Aufnahme der Serie von 2D-Projektionen und der 2D-Projektion nach der Behandlung ermittelt wird, möglich, die in dem 3D-Volumendatensatz vorgenommene Markierung auch in diese zusätzlich nach der Behandlung aufgenommene 2D-Projektion einzublenden, wodurch sich, wie bereits erwähnt, auf vorteilhafte Weise die Möglichkeit für den Arzt ergibt, nach Ausrichtung der Knochenfragmente das Ergebnis seiner Behandlung anhand dieser weiteren 2D-Projektion und der Markierung zu überprüfen.

[0007] Eine besonders bevorzugte Ausführungsform der Erfindung sieht vor, dass es sich bei der Markierung um eine räumliche Markierung handelt, wobei nach einer Variante der Erfindung die Markierung projektivisch in eine 2D-Projektion eingeblendet wird.

[0008] Weitere Ausführungsformen der Erfindung sehen vor, dass der 3D-Volumendatensatz, wie bereits vorstehend angedeutet, von einem Lebewesen zu medizinischen Zwecken gewonnen wird. Die Gewinnung des 3D-Volumendatensatzes sowie die Einblendung von Markierungen kann dabei auch intraoperativ erfolgen. Besonders geeignet ist die Erfindung für die Behandlung von Knochenstrukturen, wobei nach einer Variante der Erfindung die in den 3D-Volumendatensatz einbringbare Markierung die anatomische Sollposition der Knochenstruktur oder eines Knochenfragments kennzeichnet.

[0009] Gemäß einer weiteren Variante der Erfindung ist in den 3D-Volumendatensatz wenigstens ein einer Knochenstruktur oder einem Knochenfragment zugeordneter, die räumliche Lage der Knochenstruktur oder des Knochenfragments kennzeichnender Marker einbringbar. Auf diese Weise können Rotationsfehlstellungen von Knochenfragmenten vom Arzt erkannt und beseitigt werden.

[0010] Eine andere Variante der Erfindung sieht vor, dass die Markierung automatisch erzeugt wird. Dies kann beispielsweise dadurch geschehen, dass Muster von Knochenstrukturen in einem Speichermedium bereit gehalten werden. Bei einer Untersuchung wird dann die dem jeweiligen Untersuchungsfall zugrunde liegende Knochenstruktur mit dem entsprechenden, gespeicherten Muster der Knochenstruktur unter Anpassung der Größenverhältnisse und der Ausrichtung verglichen, es wird eine der Sollposition der Knochenstruktur oder des Knochenfragments entsprechende Markierung automatisch erzeugt und in den 3D-Volumendatensatz eingeblendet.

[0011] Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung ist in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellt. Es zeigen:

[0012] Fig. 1 eine Vorrichtung zur Ausführung des erfin-

dungsgemäßen Verfahrens zur Visualisierung einer ersten Knochenstruktur,

[0013] Fig. 2 ein mit Markierungen versehenes 3D-Bild einer zweiten Knochenstruktur und

[0014] Fig. 3 eine mit Markierungen versehene 2D-Projektion einer dritten Knochenstruktur.

[0015] Die in der Fig. 1 dargestellte erfundungsgemäße Vorrichtung umfasst im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels ein verfahrbare C-Bogen-Röntgengerät 1. [0016] Das C-Bogen-Röntgengerät 1 weist einen mit Rädern 2 verschiedenen Gerätewagen 3 auf, in dem eine Säule 5 umfassende, in der Fig. 1 nur schematisch angedeutete Hubvorrichtung 4 angeordnet ist. An der Säule 5 ist ein Halteteil 6 angeordnet, an dem eine Haltevorrichtung 7 zur Lagerung eines C-Bogens 8 vorhanden ist. Am C-Bogen 8 sind einander gegenüberliegend eine Röntgenstrahlenquelle 9 und ein Röntgenstrahlensensor 10 angeordnet.

[0017] Das in der Fig. 1 gezeigte C-Bogen-Röntgengerät 1 zeichnet sich dadurch aus, dass mit ihm ein 3D-Volumendatensatz von Körperteilen eines auf einer Patientenliege 11 gelagerten Patienten P angefertigt werden kann. Hierzu ist im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels im Gerätewagen 3 ein in nicht dargestellter Weise mit dem Röntgenstrahlensensor 10 verbundener Bildrechner 12 angeordnet. Der Bildrechner 12 kann in an sich bekannter Weise aus einer mit der Röntgenstrahlenquelle 9 und dem Röntgenstrahlensensor 10 gewonnenen Serie von 2D-Projektionen, welche bei einer Verstellung des C-Bogens 8 um ein in einem Bild darzustellendes Körperteil des Patienten P gewonnen werden, einen 3D-Volumendatensatz von dem darzustellenden Körperteil rekonstruieren. Der C-Bogen 8 wird dabei entweder längs seines Umfangs um die in der Fig. 1 schematisch angedeutete Orbitalachse A oder bei einer Verstellung des C-Bogens 8 um die ebenfalls schematisch in der Fig. 1 gezeigte Angulationsachse B um ca. 190° verstellt, wobei während der Verstellung ca. 50 bis 100 2D-Projektionen gewonnen werden.

[0018] Im Falle des in Fig. 1 gezeigten Ausführungsbeispiels ist durch eine Verstellung des C-Bogens 8 um die Angulationsachse B ein 3D-Volumendatensatz vom Kniebereich K des Patienten P gewonnen worden. Aus dem 3D-Volumendatensatz können mittels bekannter Verfahren, beispielsweise dem MPR-Verfahren (multiplanare Reformation) 3D-Bilder oder 2D-Bilder von dem Kniebereich K erzeugt werden, welche auf einer mit dem Bildrechner 12 in nicht dargestellter Weise verbundenen Anzeigeeinrichtung 13 darstellbar sind. Darüber hinaus ist auch jede der dem 3D-Volumendatensatz zugrundeliegenden 2D-Projektionen der Serie von 2D-Projektionen auf der Anzeigeeinrichtung 13 darstellbar, wobei anhand von den Bewegungssachsen A und B zugeordneten Wegaufnehmern 15, 16 die jeweilige 2D-Projektion eindeutig einer bestimmten Stellung des C-Bogens 8 relativ zu dem Kniebereich K des Patienten P zugeordnet werden kann. Die Kenntnis der Position des C-Bogens 8 bei einer jeden 2D-Projektion der Serie von 2D-Projektionen ist im Übrigen auch erforderlich, um überhaupt aus der Serie von 2D-Projektionen einen 3D-Volumendatensatz rekonstruieren zu können.

[0019] Wie bereits eingangs erwähnt, ist die erfundungsgemäße Vorrichtung dazu vorgesehen, beispielsweise einen in der Fig. 1 nicht dargestellten, Knochenbrüche behandelnden Arzt bei der Ausrichtung von Knochenfragmenten wirksam zu unterstützen. Im Falle des in Fig. 1 dargestellten Ausführungsbeispiels soll der Arzt bei der Ausrichtung von Knochenfragmenten eines Trümmerbruches im Kniebereich K des Patienten P mittels der erfundungsgemäßen Vorrichtung unterstützt werden. Nach der Aufnahme des 3D-Volumendatensatzes vom Kniebereich K des Patienten P ist mit dem

Bildrechner 12 ein auf der Anzeigeeinrichtung 13 dargestelltes und in schematischer Weise in Fig. 1 gezeigtes 3D-Bild von der relevanten Knochenstruktur KS1 erzeugt worden. Anhand des auf der Anzeigeeinrichtung 13 dargestellten 3D-Bildes der Knochenstruktur KS1, welches der Arzt durch ein an den Bildrechner 12 angeschlossenes Eingabemittel, beispielsweise einem in der Fig. 1 dargestellten Joystick 14 oder auch anderer nicht dargestellter an sich bekannter Eingabemittel, wie einer Tastatur, einer Mouse, einem Trackball, einem Touchscreen oder einer Sprachsteuerung, in der Darstellung ändern, beispielsweise drehen, kann, verschafft sich der Arzt einen räumlichen Eindruck von dem Defekt der Knochenstruktur KS1. Anschließend kann er mit einem der Eingabemittel eine in Fig. 1 nur schematisch angedeutete räumliche Markierung M1, beispielsweise in Form einer Schablone, in dem 3D-Bild vornehmen, welche der Bildrechner 13 reversibel in den 3D-Volumendatensatz übernimmt. In der Regel ist die Markierung eine räumliche Markierung und kennzeichnet die Sollposition der Knochenfragmente KF1 der Knochenstruktur KS1. Bei der Markierung kann es sich jedoch auch um eine nicht räumliche Markierung oder andere, die Ausrichtung der Knochenfragmente KF1 unterstützende Anhaltspunkte für den Arzt handeln.

[0020] Die Erzeugung einer derartigen Markierung M1 kann in einem Betriebsmodus der Bildverarbeitungssoftware des Bildrechners 12 auch automatisch, beispielsweise durch Mustererkennung, erfolgen. Hierzu werden vorzugsweise verschiedene Muster von Knochenstrukturen in einem in der Fig. 1 nicht dargestellten Speicher bereit gehalten, wobei das jeweils für eine Behandlung relevante Muster einer Knochenstruktur im Falle des vorliegenden Ausführungsbeispiels, also die Knochenstruktur eines Kniebereiches eines Menschen, unter einer Anpassung in der Größe und der Ausrichtung mit der von dem Patienten P gewonnenen und auf der Anzeigeeinrichtung 13 abgebildeten Knochenstruktur KS1 verglichen wird. Im Bereich von Abweichungen der abgebildeten Knochenstruktur KS1 von der Musterstruktur, also vor allem im Bereich der Bruchstelle, wird die räumliche Markierung M1 als Sollposition der Bruchfragmente KF1 automatisch erzeugt.

[0021] Die Erzeugung des 3D-Volumendatensatzes sowie die Vornahme der Markierung bzw. die automatische Erzeugung der Markierung erfolgt vorzugsweise intraoperativ. [0022] Der Arzt kann schließlich anhand der in dem 3D-Bild vorgenommenen Markierung M1 die Ausrichtung der Knochenfragmente KF1 der Knochenstruktur KS1 zunächst virtuell mit einem Eingabemittel im 3D-Bild zum Festlegen seines Vorgehens und anschließend real vornehmen. Bei der virtuellen Ausrichtung kann vorzugsweise jedes Knochenfragment KF1 durch das Eingabemittel angewählt, bewegt und in seine Sollposition gebracht werden. Der Arzt kann demnach die Knochenstruktur KS1 zunächst virtuell einem Puzzle gleich zusammensetzen, d. h. den Defekt der Knochenstruktur KS1 beseitigen.

[0023] Die Markierung M1 kann vorzugsweise in jede der 2D-Projektionen der Serie von 2D-Projektionen mittels einer Bildverarbeitungssoftware durch den Bildrechner 12 projektivisch, vorzugsweise halbtransparent, eingeblendet werden. Der Arzt kann demnach in von ihm gewohnter Weise bei der auf die optionale virtuelle Ausrichtung folgenden realen Ausrichtung der Knochenfragmente auf 2D-Projektionen zurückgreifen, welche allerdings nunmehr zur Unterstützung des Ausrichtungsprozesses mit der Markierung M1 versehen sind. Dem Arzt steht es dabei frei, die jeweils von ihm bevorzugte Projektion für den Ausrichtungsprozess auf der Anzeigeeinrichtung 13 darstellen zu lassen.

[0024] Nach einer anderen Ausführungsform der Erfin-

dung besteht ausschließlich oder zusätzlich zu der Einblendung der Markierung M1 in die 2D-Projektionen der Serie die Möglichkeit den Behandlungserfolg anhand wenigstens einer weiteren nach der Behandlung aufgenommenen 2D-Projektion, in welche die Markierungen M1 einblendbar ist, zu kontrollieren. Die Einblendung der Markierung M1 kann dabei unter der Voraussetzung erfolgen, dass die Ausrichtung des C-Bogen-Röntgengerätes 1 und des Patienten P relativ zueinander bei der Aufnahme der weiteren 2D-Projektion gegenüber der Aufnahme der Serie von 2D-Projektionen nicht verändert wurde bzw. dass eine Positionsveränderung erfasst worden ist. Unter dieser Voraussetzung kann aufgrund der mit den Wegaufnehmern 15, 16 feststellbaren Position des C-Bogens 8 bei der Aufnahme der weiteren 2D-Projektion die in dem 3D-Volumendatensatz vorgenommene Markierung M1 auch in diese zu Kontrollzwecken aufgenommene 2D-Projektion, vorzugsweise projektivisch, eingeblendet werden.

[0025] In Fig. 2 ist ein mit der in Fig. 1 gezeigten erfundungsgemäß Vorrichtung gewonnenes 3D-Bild von einer zweiten Knochenstruktur KS2 gezeigt, in dem eine Markierung M2 vorgenommen wurde, welche die Sollposition eines Knochenfragments KF2 zeigt. Im Unterschied zu dem in Fig. 1 gezeigten Bild weist das in Fig. 2 gezeigte Bild zusätzlich eine Markierung R auf, welche die räumliche Lage des Knochenfragments KF2 kennzeichnet. Anhand dieser Markierung R kann zusätzlich eine eventuell vorhandene Rotationsfehlstellung des Knochenfragments KF2 erkannt und durch eine entsprechende Vorgabe der Sollposition des Knochenfragments KF2 korrigiert werden. Die Vornahme einer derartigen Markierung erfolgt in der Regel durch einen Arzt in dem 3D-Volumendatensatz mittels der an den Bildrechner 12 angeschlossenen Eingabemittel.

[0026] Die Fig. 3 zeigt eine nach einer Behandlung aufgenommene 2D-Projektion von einer Knochenstruktur KS3. In der 2D-Projektion von der Knochenstruktur KS3 sind die zuvor in einem von der Knochenstruktur KS3 mit der in Fig. 1 dargestellten Vorrichtung erzeugten 3D-Volumendatensatz vorgenommenen Markierungen M31 und M32 für die Sollpositionen der Knochenfragmente KF31 und KF32 sowie eine Markierung M33 für die Lage einer Schraube 17 eingeblendet, um den Behandlungserfolg kontrollieren zu können.

[0027] Die vorliegenden Erfindung wurde vorstehend an einem Beispiel aus der Medizin beschrieben. Die Erfindung ist jedoch nicht auf den Bereich der Medizin beschränkt.

#### Patentansprüche

1. Verfahren zur Visualisierung eines Objektes (KS1 bis KS3), aufweisend folgende Verfahrensschritte:
  - a) Erzeugung eines 3D-Volumendatensatz des Objektes (KS1 bis KS3) aus einer Serie von aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen aufgenommenen 2D-Projektionen von dem Objekt (KS1 bis KS3),
  - b) Vornahme einer das Objekt (KS1 bis KS3) betreffenden optischen Markierung (M1 bis M33) in dem 3D-Volumendatensatz, und
  - c) Einblendung der Markierung (M1 bis M33) in eine 2D-Projektion der Serie von 2D-Projektionen und/oder in eine weitere 2D-Projektion von dem Objekt (KS1 bis KS3).
2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem der 3D-Volumendatensatz mit einem C-Bogen-Röntgengerät (1) gewonnen wird, indem der mit einer Röntgenstrahlenquelle (9) und einem Röntgenstrahlenempfänger (10) versehene C-Bogen (8) unter Gewinnung der 2D-Pro-

- jektionen um das Objekt (KS1 bis KS3) bewegt wird.
3. Verfahren nach Anspruch 2, bei dem die Position des C-Bogens (8) bei der Gewinnung einer jeden 2D-Projektion ermittelt wird.
4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, bei dem die Markierung (M1) eine räumliche Markierung ist.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, bei dem die Markierung (M1 bis M33) projektivisch in eine 2D-Projektion eingeblendet wird.
6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, bei dem der 3D-Volumendatensatz von einem Lebewesen (P) zu medizinischen Zwecken gewonnen wird.
7. Verfahren nach Anspruch 6, bei dem der 3D-Volumendatensatz intraoperativ gewonnen wird.
8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, bei dem der 3D-Volumendatensatz wenigstens eine Knochenstruktur (KS1 bis KS3) oder ein Knochenfragment (KF1 bis KF32) des Lebewesens (P) aufweist.
9. Verfahren nach Anspruch 8, bei dem die Markierung (M1 bis M32) die anatomische Sollposition der Knochenstruktur (KS1 bis KS3) oder des Knochenfragments (KF1 bis KF32) kennzeichnet.
10. Verfahren nach Anspruch 8 oder 9, bei dem wenigstens ein einer Knochenstruktur (KS1 bis KS3) oder einem Knochenfragment (KF1 bis KF32) zugeordneter, die räumliche Lage der Knochenstruktur (KS1 bis KS3) oder des Knochenfragments (KF1 bis KF32) kennzeichnender Marker (R) in den 3D-Volumendatensatz einbringbar ist.
11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, bei dem die Markierung (M1 bis M33) automatisch erzeugt wird.
12. Vorrichtung zur Visualisierung eines Objektes (KS1 bis KS3), aufweisend Mittel (1, 9, 10, 12) zur Erzeugung eines 3D-Volumendatensatzes des Objektes (KS1 bis KS3) aus einer Serie von aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen aufgenommenen 2D-Projektionen von dem Objekt (KS1 bis KS2), Mittel (12, 14) zur Vornahme einer das Objekt (KS1 bis KS3) betreffenden optischen Markierung (M1 bis M33) in dem 3D-Volumendatensatz und Mittel (12) zur Einblendung der Markierung (M1 bis M33) in eine 2D-Projektion der Serie von 2D-Projektionen und/oder in eine weitere 2D-Projektion von dem Objekt (KS1 bis KS3).
13. Vorrichtung nach Anspruch 12, bei der die Mittel zur Erzeugung des 3D-Volumendatensatzes ein C-Bogen-Röntgengerät (1) umfassen, dessen mit einer Röntgenstrahlenquelle (9) und einem Röntgenstrahlenempfänger (10) versehener C-Bogen (8) unter Gewinnung der 2D-Projektionen um das Objekt (KS1 bis KS3) bewegt wird.
14. Vorrichtung nach Anspruch 13, dessen C-Bogen-Röntgengerät (1) Mittel (15, 16) zur Bestimmung der Position des C-Bogens (8) bei der Gewinnung einer jeden 2D-Projektion aufweist.
15. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 12 bis 14, welche Mittel (12, 14) zur Erzeugung einer räumlichen Markierung (M1) aufweist.
16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 12 bis 15, welche Mittel (12) zur projektiven Einblendung der Markierung (M1 bis M33) in eine 2D-Projektion aufweist.
17. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 12 bis 16, mit welcher der 3D-Volumendatensatz von einem Lebewesen (P) zu medizinischen Zwecken gewonnen wird.
18. Vorrichtung nach Anspruch 17, mit welcher der

- 3D-Volumendatensatz intraoperativ gewonnen wird.  
19. Vorrichtung nach Anspruch 17 oder 18, bei der der  
3D-Volumendatensatz wenigstens eine Knochenstruktur (KS1 bis KS3) oder ein Knochenfragment (KF1 bis  
KF32) des Lebewesens (P) aufweist.  
20. Vorrichtung nach Anspruch 19, bei der die Markie-  
rung (M1 bis M32) die anatomische Sollposition der  
Knochenstruktur (KS1 bis KS3) oder des Knochen-  
fragments (KF1 bis KF32) kennzeichnet.  
21. Vorrichtung nach Anspruch 19 oder 20, welche 10  
Mittel (12, 14) zur Einbringung wenngstens eines einer  
Knochenstruktur (KS1 bis KS3) oder einem Knochen-  
fragment (KF1 bis KF32) zugeordneten, die räumliche  
Lage der Knochenstruktur (KS1 bis KS3) oder des  
Knochenfragments (KF1 bis KF32) kennzeichnenden 15  
Markers (R) in den 3D-Volumendatensatz aufweist.  
22. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 12 bis 21,  
welche Mittel (12) zur automatischen Erzeugung der  
Markierung (M1 bis M33) aufweist.

20

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

25

30

35

40

45

50

55

60

65

**- Leerseite -**

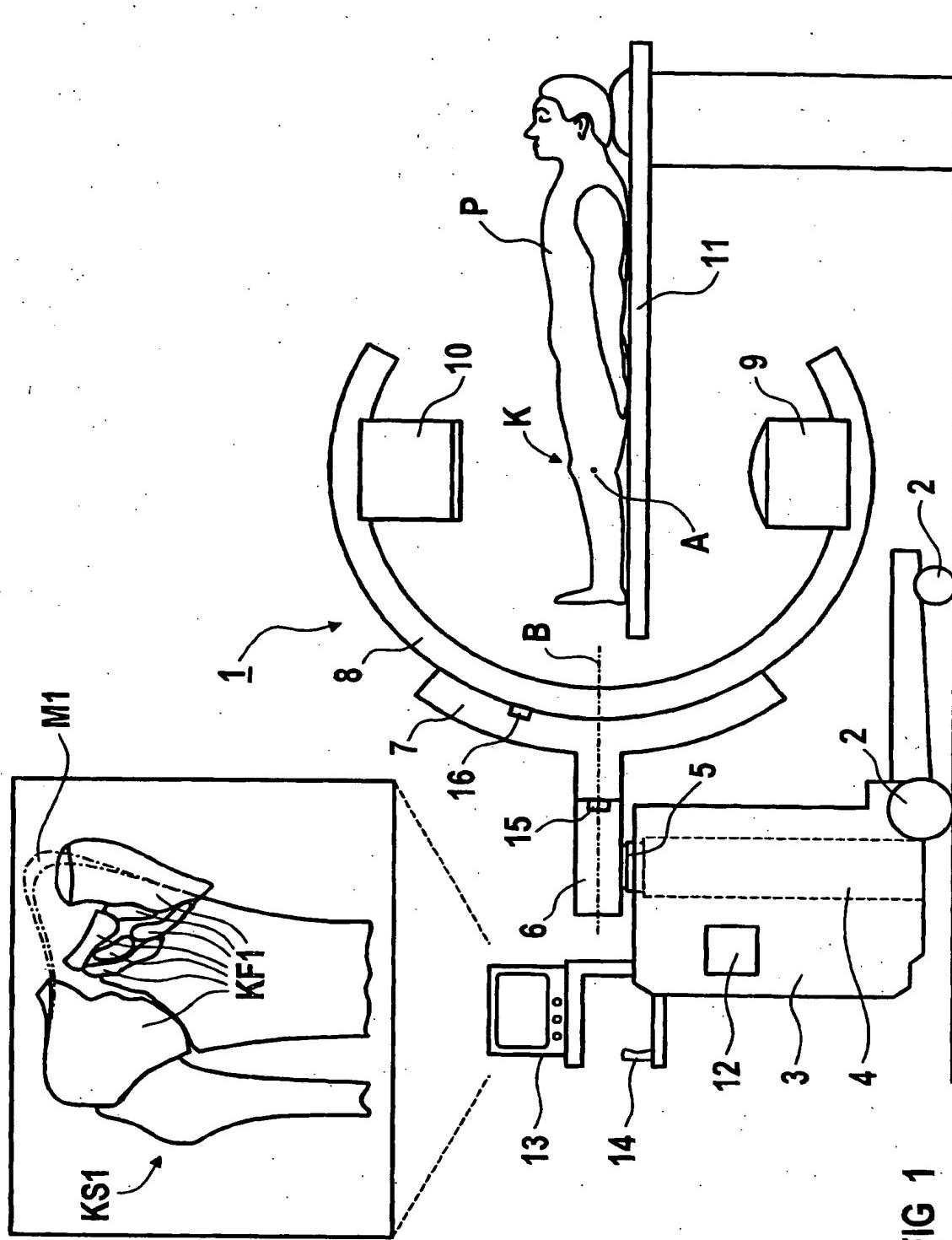


FIG 1

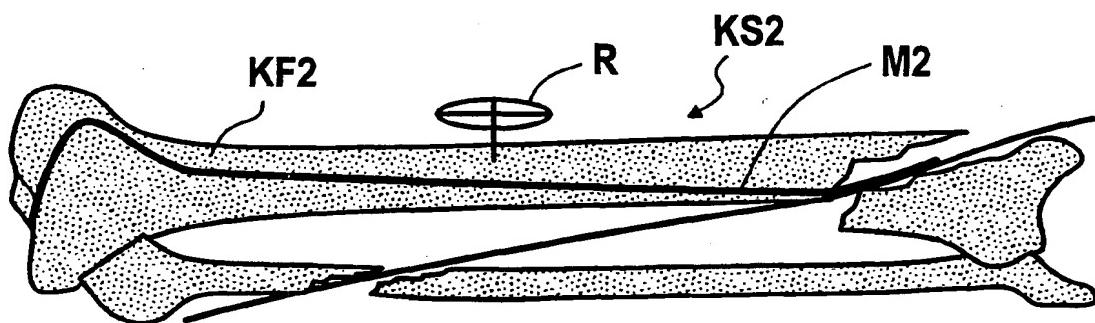


FIG 2

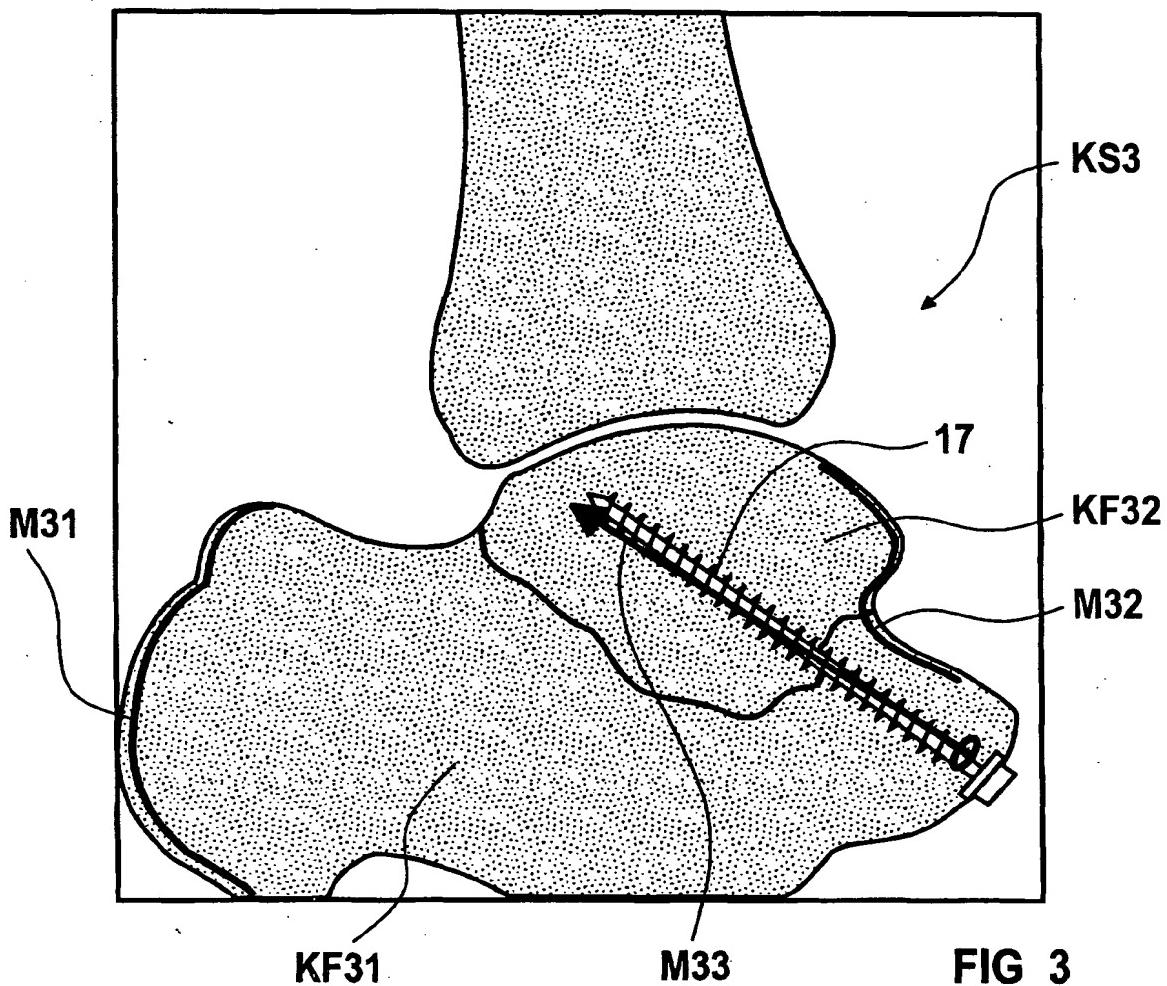


FIG 3

Derwent WPI  
(c) 2005 Thomson Derwent. All rights reserved.

014689212 \*\*Image available\*\*  
WPI Acc No: 2002-509916/200255  
XRPX Acc No: N02-403529

Method and appliance for identifying correct alignment of fractured bones by superimposition of templates on images of those bones

Patent Assignee: SIEMENS AG (SIEI )  
Inventor: HERRMANN K  
Number of Countries: 001 Number of Patents: 001  
Patent Family:  
Patent No Kind Date Applicat No Kind Date Week  
DE 10057023 A1 20020606 DE 1057023 A 20001117 200255 B

Priority Applications (No Type Date): DE 1057023 A 20001117

Patent Details:  
Patent No Kind Lan Pg Main IPC Filing Notes  
DE 10057023 A1 7 G03B-042/02

Abstract (Basic): DE 10057023 A1

NOVELTY - With the aid of an X-ray source (9) and a radiation detector (10) a series of 2-D projections taken from different directions are recorded from which a computer (12) generates a 3-D volume data set of the fracture (KS1). In the computer are stored templates (M1) which can be superimposed on a screen (13) image generated from the data to indicate e.g., the healthy position of a bone fracture.

USE - In orthopaedic surgery involving the reconstruction of fractured bones.

ADVANTAGE - Provision of the templates provides the surgeon with a means of identifying the correct position for a bone fragment.

DESCRIPTION OF DRAWING(S) - The figure shows an equipment to the present invention.

X-ray source (9)  
radiation detector (10)  
computer (12)  
screen (13)  
fracture (KS1)  
template (M1)

pp: 7 DwgNo 1/3

Title Terms: METHOD; APPLIANCE; IDENTIFY; CORRECT; ALIGN; FRACTURE; BONE;  
SUPERIMPOSED; TEMPLATE; IMAGE; BONE

Derwent Class: P31; P82; S03; S05; T01

International Patent Class (Main): G03B-042/02

International Patent Class (Additional): A61B-006/00; G01N-023/02

File Segment: EPI; EngPI

Manual Codes (EPI/S-X): S03-E06B3; S05-D02A1; S05-D02A5E; T01-J06A;  
T01-J10C4B; T01-J10C7; T01-J10E

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**